

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-295657

(43) 公開日 平成10年(1998)11月10日

(51) Int.Cl.<sup>9</sup>

A 6 1 B 5/022  
5/0245

識別記号

F I

A 6 1 B 5/02

3 3 7 F

3 1 0 A

審査請求 未請求 請求項の数19 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願平9-107010

(22) 出願日 平成9年(1997)4月24日

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 荻野 弘之

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72) 発明者 渡邊 義明

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

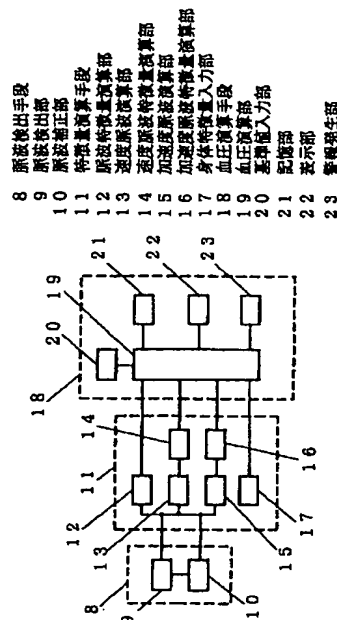
(74) 代理人 弁理士 滝本 智之 (外1名)

(54) 【発明の名称】 血圧測定装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明は低拘束の血圧測定装置において、血圧測定の際の操作が煩雑となり使い勝手が悪いということ、並びに高血圧や動脈硬化になると脈波形状が変わるので血圧演算に必要なパラメータを正確に求めることができず正しく血圧が演算されないということを課題とするものである。

【解決手段】 本発明は脈波検出手段8が人体の血液循環により生じる脈波を検出し、検出した脈波信号に基づき特徴量演算手段11が血圧に関連した特徴量を演算し、演算した特徴量に基づき血圧演算手段18が血圧を演算するものである。従って、検出した脈波信号に基づき血圧を演算するため、人体に装着するセンサは脈波センサのみでよく、血圧測定の際の操作の煩雑さがなくなり使い勝手が向上するとともに、血圧に関連した特徴量を演算して血圧を測定するため脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できるという効果がある。



【特許請求の範囲】

【請求項1】人体の血液循環により生じる脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき血圧に関連した特徴量を演算する特徴量演算手段と、前記特徴量演算手段から出力される特徴量信号に基づき血圧を演算する血圧演算手段とからなる血圧測定装置。

【請求項2】脈波検出手段は脈波間隔を演算し、脈波信号を前記脈波間隔で補正する脈波補正部を有した請求項1記載の血圧測定装置。

【請求項3】特徴量演算手段は脈波検出手段から出力される脈波信号の各波高、前記各波高の比、脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、脈波の積分値、脈拍数の少なくとも一つを脈波特徴量として演算する脈波特徴量演算部を有した請求項1または2記載の血圧測定装置。

【請求項4】特徴量演算手段は脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき脈波の1次微分である速度脈波を演算する速度脈波演算部と、前記速度脈波演算部から出力される速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記速度脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、前記速度脈波のゼロクロス間隔の少なくとも一つを速度脈波特徴量として演算する速度脈波特徴量演算部を有した請求項1ないし3のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項5】特徴量演算手段は脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき脈波の2次微分である加速度脈波を演算する加速度脈波演算部と、前記加速度脈波演算部から出力される加速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記各波相互の時間間隔の少なくとも一つを加速度脈波特徴量として演算する加速度脈波特徴量演算部を有した請求項1ないし4のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項6】脈波検出手段は人体の相異なる部位の脈波を検出する複数の脈波検出部を有し、特徴量演算手段は前記脈波検出部からの脈波信号に基づき脈波伝播時間、脈波伝播速度の少なくとも一つを脈波伝播特徴量として演算する脈波伝播特徴量演算部を有した請求項1ないし5のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項7】特徴量演算手段は人体の身長、体重、性別、年齢の少なくとも一つを身体特徴量として入力可能な身体特徴量入力部を有した請求項1ないし6のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項8】血圧演算手段は脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つに基づき血圧を演算する請求項3ないし7のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項9】血圧演算手段は血圧の基準値を入力することが可能な基準値入力部を有し、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴

量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を補正できる請求項3ないし8のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項10】血圧値演算手段は血圧の基準値を教師信号とし、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を学習する請求項3ないし9のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項11】脈波検出手段は手の指先、耳朵、足の指先、上腕、手首、頸部、胸部の少なくとも一つの部位に装着可能であり、前記部位の脈波を検出する請求項1ないし10のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項12】脈波検出手段は手の指先から脈波を検出する第1の脈波検出部と、第1の脈波検出部と隣接して設置され前記指先以外の部位から脈波を検出する第2の脈波検出部とを有する請求項11記載の血圧測定装置。

【請求項13】第1の脈波検出部と第2の脈波検出部はそれぞれ光電脈波方式で脈波を検出するための発光部と受光部とを有し、双方の発光部は共有された請求項12記載の血圧測定装置。

【請求項14】第2の脈波検出部は脈圧を検出する圧力センサからなる請求項12記載の血圧測定装置。

【請求項15】第2の脈波検出部は心音を検出するマイクからなる請求項12記載の血圧測定装置。

【請求項16】血圧値演算手段は演算された血圧を記憶する記憶部を有した請求項1ないし15のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項17】血圧値演算手段は演算された血圧を表示する表示部を有した請求項1ないし15のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項18】血圧値演算手段は演算された血圧が予め設定された正常範囲を逸脱した場合に警報を発生する警報発生部を有した請求項1ないし15のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【請求項19】血圧値演算手段は外部媒体との通信を行うための通信用端子部を有した請求項1ないし15のいずれか1項記載の血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血圧測定装置に関するもので、特にカフ（圧迫帯）を用いなくて血圧を測定する低拘束の血圧測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来のこの種の低拘束の血圧測定装置は特開平8-140948号公報に記載されているようなものが一般的であった。この血圧測定装置は図25に示すように心電位電極1、2、心電位信号を処理する心電処理手段3、指尖光電脈波センサ4、脈波信号を処理する脈波処理手段5、脈波信号を2次微分する2次微分手段6、信号処理された心電位信号と脈波信号と脈波の2

次微分信号に基づき血圧を演算する演算手段7、及び演算結果を表示する表示手段8から構成されている。心電位電極1、2、指尖光電脈波センサ4は図25のように人体の各部位に装着される。

【0003】そして図26に示すように上記演算手段7が、心電位波形と脈波波形から脈波伝播時間PTTと脈波インターバルPI、心拍数HR(=1/PI)を求め\*

$$SYS、DIA=c1*HR+c2*PTT+c3*TP+c4 \quad \text{式(1)}$$

ただし、c1、c2、c3、c4は統計的に得られた定数であり、SYSとDIAでそれぞれ異なる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら上記従来の血圧測定装置では、血圧を演算するために脈波伝播時間を求めなければならないので、図25のように心電位と脈波を検出する多数のセンサを人体に装着しなくてはならず、使用上の課題があった。特に心電位電極については精度よく心電位を検出するためには通常、導電性のペーストを人体につけて心電位測定用の電極皿を装着しなくてはならず、血圧測定の際の操作が煩雑となり、使い勝手が悪いという課題があった。

【0006】さらにパラメータTPとして脈波の2次微分波形の正方向第1波高xと負方向第1波高yの比y/xまたは脈波の正方向第1ピークと正方向第2ピークの時間差Tbを用いて血圧を演算しているが、例えば高血圧や動脈硬化になると脈波形状が変わり、例えば正方向のピークが1個所しか現れないことがあるため、Tbを正確に求めることが出来ず正しく血圧が演算されないといった課題があった。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は上記課題を解決するため、脈波検出手段が人体の血液循環により生じる脈波を検出し、検出した脈波信号に基づき特徴量演算手段が血圧に関連した特徴量を演算し、演算した特徴量に基づき血圧演算手段が血圧を演算するものである。

【0008】上記発明によれば、検出した脈波信号に基づき血圧を演算するため、人体に装着するセンサは脈波センサのみでよく、血圧測定の際の操作の煩雑さがなくなり使い勝手が向上するとともに、血圧に関連した特徴量を演算して血圧を測定するため脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0009】

【発明の実施の形態】本発明の請求項1にかかる血圧測定装置は、人体の血液循環により生じる脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき血圧に関連した特徴量を演算する特徴量演算手段と、前記特徴量演算手段から出力される特徴量信号に基づき血圧を演算する血圧演算手段とを有する。

【0010】そして検出した脈波信号から血圧に関連した特徴量を演算し、演算した特徴量に基づき血圧を演算するため、人体に装着するセンサは脈波センサのみでよ

\*るとともに、脈波の2次微分波形の正方向第1波高xと負方向第1波高yの比y/xまたは脈波の正方向第1ピークと正方向第2ピークの時間差Tbを求めてこれを血管性状パラメータTPとし、式(1)に基づき血圧値(最高血圧(SYS)、最低血圧(DIA))を演算するようにようになっていた。

【0004】

く、血圧測定の際の操作の煩雑さがなくなり、長時間の連測定も可能となり、使い勝手を向上することができる。とともに、血圧に関連した特徴量を演算して血圧を測定するため脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる本発明の請求項2にかかる血圧測定装置は、脈波検出手段が脈波間隔を演算し、脈波信号を前記脈波間隔で補正する脈波補正部を有する。

【0011】そして、脈波補正部が脈波信号を脈波間隔で補正するため、脈拍の大小にかかわらず精度よく血圧を測定できる。

【0012】本発明の請求項3にかかる血圧測定装置

20 は、特徴量演算手段が脈波検出手段から出力される脈波信号の各波高、前記各波高の比、脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、脈波の積分値、脈拍数の少なくとも一つを脈波特徴量として演算する脈波特徴量演算部を有する。

【0013】そして脈波特徴量演算部が脈波信号の各波高、前記各波高の比、脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、脈波の積分値、脈拍数の少なくとも一つを脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0014】本発明の請求項4にかかる血圧測定装置

は、特徴量演算手段が脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき脈波の1次微分である速度脈波を演算する速度脈波演算部と、前記速度脈波演算部から出力される速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記速度脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、前記速度脈波のゼロクロス間隔、の少なくとも一つを速度脈波特徴量として演算する速度脈波特徴量演算部を有する。

40

【0015】そして速度脈波演算部が脈波の1次微分である速度脈波を演算し、速度脈波特徴量演算部が速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記速度脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、前記速度脈波のゼロクロス間隔の少なくとも一つを速度脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が速度脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0016】本発明の請求項5にかかる血圧測定装置

50

は、特徴量演算手段が脈波検出手段から出力される脈波

信号に基づき脈波の2次微分である加速度脈波を演算する加速度脈波演算部と、前記加速度脈波演算部から出力される加速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記各波相互の時間間隔の少なくとも一つを加速度脈波特徴量として演算する加速度脈波特徴量演算部を有する。

【0017】そして加速度脈波演算部が脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき脈波の2次微分である加速度脈波を演算し、加速度脈波特徴量演算部が加速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記各波相互の時間間隔の少なくとも一つを加速度脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が加速度脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0018】本発明の請求項6にかかる血圧測定装置は、脈波検出手段が人体の相異なる部位の脈波を検出する複数の脈波検出部を有し、特徴量演算手段が前記脈波検出部からの脈波信号に基づき脈波伝播時間、脈波伝播速度の少なくとも一つを脈波伝播特徴量として演算する脈波伝播特徴量演算部を有する。

【0019】そして脈波検出部が人体の相異なる部位の脈波を検出し、脈波伝播特徴量演算部が脈波信号に基づき脈波伝播時間、脈波伝播速度の少なくとも一つを脈波伝播特徴量として演算し、血圧演算手段が脈波伝播特徴量に基づき血圧を演算するため、心電位電極のような装着の煩雑さがなく脈波伝播特徴量を演算することができ使い勝手が向上するとともに、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0020】本発明の請求項7にかかる血圧測定装置は、特徴量演算手段が人体の身長、体重、性別、年齢の少なくとも一つを身体特徴量として入力可能な身体特徴量入力部を有する。

【0021】そして血圧演算手段が身体特徴量入力部に入力された身体特徴量に基づき血圧を演算するため、実用性を高めることができる上、精度よく血圧を測定できる。

【0022】本発明の請求項8にかかる血圧測定装置は、血圧演算手段が脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つに基づき血圧を演算する。

【0023】そして血圧演算手段が脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つに基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0024】本発明の請求項9にかかる血圧測定装置は、血圧演算手段が血圧の基準値を入力することが可能な基準値入力部を有し、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を補正できる。

【0025】そして入力された基準値により脈波特徴

量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を補正できるため、例えば加齢や体質変化、運動、体位変化等により使用者の血液循環動態の変化があったり使用者が変わったりしても対応可能で、実用性を高めることができる上、精度よく血圧を測定できる。

【0026】本発明の請求項10にかかる血圧測定装置は、血圧値演算手段が血圧の基準値を教師信号とし、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を学習する。

【0027】そして特徴量演算手段からの特徴量信号から得られる特徴量情報と基準値入力部からの血圧の基準値信号との関係を現場で徐々に学習し、最終的には基準値の入力による補正なしでも特徴量演算手段からの特徴量情報に対応した血圧を出力するようになるので、血圧測定の精度が向上する。

【0028】本発明の請求項11にかかる血圧測定装置は、脈波検出手段が手の指先、耳朶、足の指先、上腕、手首、頸部、胸部の少なくとも一つの部位に装着可能であり、前記部位の脈波を検出する。

【0029】そしていずれの部位でも脈波検出手段により脈波を容易に検出できるので、使い勝手を向上できる。

【0030】本発明の請求項12にかかる血圧測定装置は、脈波検出手段が手の指先から脈波を検出する第1の脈波検出部と、第1の脈波検出部と隣接して設置され前記指先以外の部位から脈波を検出する第2の脈波検出部とを有する。

【0031】そして第1の脈波検出部と第2の脈波検出部とが隣接しているため、小型化が図れ携帯に便利である。

【0032】本発明の請求項13にかかる血圧測定装置は、第1の脈波検出部と第2の脈波検出部がそれぞれ光電脈波方式で脈波を検出するための発光部と受光部とを有し、双方の発光部は共有されたものである。

【0033】そして双方の発光部は共有されているため、部品の削減ができ実用性が高い。本発明の請求項14にかかる血圧測定装置は、第2の脈波検出部が脈圧を検出する圧力センサからなる。

【0034】そして頸部や胸部から圧脈波を検出し心臓に近い位置で脈波を検出できるので脈波伝播時間及び脈波伝播速度の演算精度を向上することができる。

【0035】本発明の請求項15にかかる血圧測定装置は、第2の脈波検出部が心音を検出するマイクからなる。

【0036】そして心臓の鼓動による振動や心音を検出するので脈波伝播時間及び脈波伝播速度の演算精度を向上することができる。

【0037】本発明の請求項16にかかる血圧測定装置

は、血圧値演算手段が演算された血圧を記憶する記憶部を有する。

【0038】そして記憶された値は血圧演算手段によりいつでも再生できるので、過去からの判定値のトレンド等が判り使い勝手がよい。

【0039】本発明の請求項17にかかる血圧測定装置は、血圧値演算手段が演算された血圧を表示する表示部を有する。

【0040】そしてリアルタイムの表示や記憶された過去のデータをいつでも表示することができ使い勝手がよい。

【0041】本発明の請求項18にかかる血圧測定装置は、血圧値演算手段が演算された血圧が予め設定された正常範囲を逸脱した場合に警報を発生する警報発生部を有する。

【0042】そして演算された血圧が正常範囲を逸脱した場合に警報発生部が警報を発生するため、例えば就寝中や作業中の身体の異常をチェックでき健康管理に役立つ。

【0043】本発明の請求項19にかかる血圧測定装置は、血圧値演算手段が外部媒体との通信を行うための通信用端子部を有する。

【0044】そして通信用端子部を介して外部媒体との通信を行うため、外部媒体での集中健康管理や必要情報の更新ができ使い勝手を向上することができる。

【0045】以下、本発明の実施例について図面を用いて説明する。

(実施例1) 図1は本発明の実施例1の血圧測定装置のブロック図、図2は同装置の外観図である。本実施例は指尖部で血圧を測定する場合のものである。図1において、8は人体の血液循環により生じる指尖部の脈波を検出する脈波検出手段で、光電型の脈波検出部9と脈波検出部9から出力される脈波信号から脈波間隔を演算するとともに脈波信号を脈波間隔で補正する脈波補正部10を有している。11は脈波検出手段8から出力される脈波信号に基づき血圧に関連した特徴量を演算する特徴量演算手段で、脈波信号そのものから脈波特徴量を演算する脈波特徴量演算部12、脈波信号の1次微分である速度脈波を演算する速度脈波演算部13、速度脈波から速度脈波特徴量を演算する速度脈波特徴量演算部14、脈波信号の2次微分である加速度脈波を演算する加速度脈波演算部15、加速度脈波から加速度脈波特徴量を演算する加速度脈波特徴量演算部16、身体特徴量を入力可能な身体特徴量入力部17を有している。18は特徴量演算手段11から出力される特徴量信号に基づき血圧を演算する血圧演算手段で、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つに基づき血圧を演算する血圧演算部19、血圧の基準値を入力することが可能な基準値入力部20、演算された血圧を記憶する記憶部21、演算され

た血圧を表示する表示部22、演算された血圧が予め設定された正常範囲を逸脱した場合に警報を発生する警報発生部23を有している。

【0046】図2において、24は本実施例の血圧測定装置の本体で、本体24は脈波検出手段8と信号処理ユニット25とから構成されている。脈波検出手段8と信号処理ユニット25とは本体を指に装着した時の指の寸法や指関節の屈曲等に対応できるように屈曲および伸縮自在な接続部26により接続されている。27は指尖脈波を測定する際に指先を挿入するための挿入部で、指の太さに応じて伸縮可能な伸縮部28を有し、指の第1関節までが十分挿入できるよう設計されている。挿入部27には脈波検出部9としての第1の発光部29と第1の受光部30が装着されている。第1の発光部29と第1の受光部30は光電容積脈波を測定する際に一般的に用いられるものを使用しているが、発光ダイオードとフォトトランジスタを用いたり、好ましくは第1の発光部29にはヘモグロビンの吸光帯である5000～8000オングストロームの波長をもつランプを使用し、第1の受光部30にはセレン加硫化カドミウムの光電管素子を使用する。挿入部27は例えば伸縮部28を使って折りたたみ可能な構成としてもよい。尚、上記では第1の発光部29と第1の受光部30とを正対させて、挿入した指先を透過する光の量により脈波を検出する構成であるが、第1の発光部29と第1の受光部30とを隣接させて挿入された指先からの反射光を検出して脈波を検出する構成としてもよい。信号処理ユニット25は特徴量演算手段11と血圧演算手段18を有しており、身体特徴量入力部17、基準値入力部20、表示部22、警報発生部23が表面に設置されている。31は本体24と外部媒体との通信を行うための通信用端子部である。本体24の駆動は本体内部に内蔵してある電池を電源として行うが、通信用端子部31の端子を介して外部から電源を供給してもよい。

【0047】次に動作、作用について説明する。指先を挿入部27に挿入し、図3のように本体24を手の指先に装着して血圧の測定を開始する。図4は血圧測定の際のフローチャートである。まずST1で脈波を検出する。ここでは脈波検出部9(第1の発光部29、第1の受光部30)が指尖脈波を検出する。検出された脈波の一般的な形状を図5(a)および図6(b)に示す。図5(a)は主に血圧の正常な若年者に見られ正常後隆波と呼ばれる脈波波形である。図6(a)は高血圧者や高齢者に見られ前隆波と呼ばれる脈波波形である。脈波検出部9が検出した脈波信号は身体の動き等により基線の動揺が生じる場合があるため、脈波補正部10が脈波信号から一拍毎の脈波波形を複数個抽出して基線を合わせて平均し、平均的な脈波波形を求める。そしてこの波形を基に必要なに応じて脈波補正部10が脈波間隔Piを求め(ST2)、元の脈波波形の時間軸を補正する。(S

T3) これは脈拍数には個人差があり後述する脈波波形の特徴量のうち時間的要素については個人差を補正する必要があるためである。補正式については例えば(数1)で示されるBazzet (Bazzet, H.C., 1920年)の式を用いる。

【0048】

【数1】

$$\text{補正值} = \text{測定値} / \sqrt{P_i}$$

【0049】次にST4で特徴量演算手段11が脈波補正部10からの脈波信号に基づき特徴量を演算する。図5～図7を用いて特徴量の求め方を説明する。図5、図6において(b)は脈波を1次微分した速度脈波の波形で速度脈波演算部13で演算される。また(c)は脈波を2次微分した加速度脈波の波形で加速度脈波演算部15で演算される。図5(a)、図6(a)において、Sは脈波の立ち上がり点、Pは縮期王峰、Tは潮浪波、Cは切痕、Dは弛緩峰、Aは前隆点と呼ばれる。

【0050】脈波特徴量演算部12において、Pは波形の最大点として求められる。T、C、Dについては図5(a)では明確なピークとして現れているため、速度脈波のゼロクロス点として求めることができる。図6

(a)のようにA、C、Dが明確なピークとして現れない場合は、図7のようにしてA、C、Dを求める。まずAについては加速度脈波のゼロクロス点から垂線11、12を引き、11、12と脈波曲線との交点p1、p2において接線13、14を引く。ここで12を引く際、図7(c)のように加速度脈波の点pc近傍でゼロクロス点がない場合は極大点pγから12を引いている。そして13、14の交点p3から基線に垂線15を引き、15と脈波曲線との交点をAとする。Cについては加速度脈波のゼロクロス点から垂線16、17を引き、16、17と脈波曲線との交点p4、p5において接線18、19を引く。そして18、19の交点p6から基線に垂線110を引き、110と脈波曲線との交点をCとする。Dについては加速度脈波のゼロクロス点から垂線111を引き、111と脈波曲線との交点p7において接線112を引く。そして19、112の交点p8から基線に垂線113を引き、113と脈波曲線との交点をDとする。このようにしてP、T、C、D、Aを求めるが、波形のパターン認識等の手法を用いて求めても良い。脈波特徴量演算部12では上記のようにしてP、

T、C、D、Aを求めた後、P、T、C、D、Aの各波高、前記各波高の比、脈波立ち上がり点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、脈波の積分値、脈拍数の少なくとも一つを演算する。このうち例えば図5(a)、図6(a)に示すように波高として正常後隆波の場合はP、T、C、Dの振幅をそれぞれα、β、γ、δ、前隆波の場合はA、P、C、Dの振幅をそれぞれα、β、γ、δ、最大波高をH(正常後隆波の場合は

α、前隆波の場合はβ)として求める。波高の比としてα/βをEI、γ/HをDIとして求める。脈波立ち上がり点から各波までの時間としてS～P、S～CをそれぞれTu、Teとして求める。各波相互の時間間隔としてP～CをTr、脈波の積分値としてS～Pまでの積分値をIsp、脈拍数60/PiをHRとして求める。尚、脈波の立ち上がり点Sは図7(a)に示すように接線13と基線との交点S'として求めたり、脈波曲線と接線13との分岐点(基線側)S''としても良い。またA、Cについてもそれぞれ脈波曲線と接線13との分岐点(縮期王峰P側)、接線18との分岐点(基線側)として求めてもよい。

【0051】速度脈波特徴量演算部12では速度脈波演算部13から出力される速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記速度脈波立ち上がり点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、前記速度脈波のゼロクロス間隔の少なくとも一つを速度脈波特徴量として演算する。このうち例えば図5(b)、図6(b)に示すように波高としては速度脈波の最大波高vを求め、各波相互の時間間隔としては速度脈波が正である期間Tuを求める。

【0052】加速度脈波特徴量演算部16では加速度脈波演算部15から出力される加速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記各波相互の時間間隔の少なくとも一つを加速度脈波特徴量として演算する。このうち例えば図5(c)、図6(c)に示すように波高としては波形の極大点及び極小点の振幅a、b、c、d、eを求める。ここで、a、b、c、d、eは各極大点、極小点が基線より上であれば正の値を、基線より下であれば負の値とする。各波高の比としてはb/a、c/a、d/a、e/aを演算し、それぞれRb、Rc、Rd、Reとする。

【0053】身体特徴量入力部17からは必要に応じて使用者の身長、体重、性別、年齢の少なくとも一つを身体特徴量として入力することが可能である。

【0054】上記のようにして特徴量演算手段11は血圧に関連した特徴量を演算するが、例えば脈波でδ/γを求めたり、加速度脈波で波形の立ち上がりから振幅cまでの時間を求める等、上記で示さなかった他の指標を演算したり、さらに高次微分波形を演算して各波高、前記各波高の比、前記各波間隔の少なくとも一つを特徴量として演算したりしてもよい。

【0055】ST5では予め設定した判定ラインから血圧演算手段18が血圧を演算する。図8～図13を用いてこの判定ラインと演算手順を説明する。図8は特徴量としてEIとDIを用いて血圧BPを演算する場合の判定ラインL1、L2を示したものである。ここでL1は最大血圧用、L2は最低血圧用である。EIは動脈管壁の弾性に関連し、EIが小さいと血圧は高くなる傾向にある。DIは動脈管の口径すなわち動脈管の緊張度合い

と関連し、D I が大きいと血圧は高くなる傾向にある。血圧演算部19では図8に基づきE I 0とD I から最高血圧B P 1、最低血圧B P 2が演算される。図9は特徴量としてT uとT eを用いて血圧B Pを演算する場合の判定ラインL 3、L 4を示したものである。ここでL 3は最大血圧用、L 4は最低血圧用である。T uは大動脈弁が開放後心収縮力が最大値に達するまでの時間に関連し、T uが大きいと血圧は高くなる傾向にある。またT eは大動脈弁が開放している時間に関連し、T eが大きいと血圧は高くなる傾向にある。血圧演算部19では図9に基づきT u 0とT eから最高血圧B P 3、最低血圧B P 4が演算される。図10は特徴量としてT u 0とvを用いて血圧B Pを演算する場合の判定ラインL 5、L 6を示したものである。ここでL 5は最大血圧用、L 6は最低血圧用である。T uは前述に加え、末梢に血液がスムーズに送り込まれていると脈波速度は正でその時間も短いため、血管抵抗の大きさに関連し、前述のようにT uが大きいと血圧は高くなる傾向にある。vは脈波の立ち上りの速さに関連し、vが小さいと血圧は高くなる傾向にある。血圧演算部19では図10に基づきT u 0とvから最高血圧B P 5、最低血圧B P 6が演算される。図11は特徴量としてR bとR dを用いて血圧B Pを演算する場合の判定ラインL 7、L 8を示したものである。ここでL 7は最大血圧用、L 8は最低血圧用である。R bは心臓の拍出量に関連し、R bの負の値が小さいと血圧は高くなる傾向にある。R dは心臓の負担の大きさに関連し、R dの負の値が大きいと血圧は高くなる傾向にある。血圧演算部19では図11に基づきR bとR dから最高血圧B P 7、最低血圧B P 8が演算される。図12は特徴量としてE I 0と年齢を用いて血圧B Pを演算する場合の判定ラインL 9、L 10を示したものである。ここでL 9は最大血圧用、L 10は最低血圧用である。E Iは前述の通りで、年齢が高くなるにつれ血圧は高くなる傾向にある。血圧演算部19では図12に基づきE I 0と年齢から最高血圧B P 9、最低血圧B P 10が演算される。図13は特徴量としてT u 0とR dを用いて血圧B Pを演算する場合の判定ラインL 11、L 12を示したものである。ここでL 11は最大血圧用、L 12は最低血圧用である。T u 0とR dについては前述の通りである。血圧演算部19では図13に基づきT u 0とR dから最高血圧B P 11、最低血圧B P 12が演算される。

【0056】S T 6では基準値入力部20に血圧の基準値が入力されるとS T 7で判定ラインの補正が行われる。補正の具体的手順を図14を例に説明する。図14は図8に示したE IとD Iに基づき血圧B Pを演算する判定ラインL 1、L 2を補正するためのものである。尚、説明を簡単にするためにD Iは固定しているものとする。E I 0'測定中に同時にカフ式の血圧計により血圧B P 1'、B P 2'を測定してこれらの値を基準値と

して基準値入力部20から入力する。S T 7では入力された基準値に基づき血圧演算部19が判定ラインL 1、L 2の補正を行う。すなわち図14より基準値E I 0'、B P 1'、B P 2'により点p 8、p 9が求まるとp 8、p 9を通るよう判定ラインL 1、L 2を平行移動させ、新たにできた判定ラインをL 1'、L 2'とする。以降、血圧演算部20は判定ラインL 1'、L 2'を用いてE I 0からB P 1、B P 2を求める。尚、S T 6で基準値の入力がない場合、血圧演算部20は判定ラインの補正を行わない。

【0057】S T 8ではこのようにして求められた血圧を記憶部21に記憶し、S T 9では血圧を表示部22に表示する。記憶部21に記憶された値はいつでも再生でき、表示部22に表示可能である。演算された血圧が予め設定した正常範囲を逸脱した場合にはS T 10およびS T 11で警報発生部23が警報を発生する。警報の発生は有線または無線で使用者から離れたところに居る第三者に報知するようにしてもよい。演算され記憶された血圧値は通信用端子部31を介して外部モニターや集中管理装置、パソコン、携帯電話等の外部媒体へ通信することができる。また、外部媒体から通信用端子部31を介して特徴量や基準値の入力、判定ラインや警報発生のための正常範囲の更新等を行うことも可能である。

【0058】上記の判定ラインは例えば被験者実験等により選られた結果を統計的な手法により処理して求めることが出来る。また、判定ラインを求める際の特徴量は上記実施例の範囲に限定されるものではなく、特徴量演算手段11で演算される他の特徴量、例えば $\alpha \sim \delta$ 、H R、P i、 $\delta/\gamma$ 、I s p、 $a \sim e$ 、R c、R e、加速度脈波各波間隔、脈波の4次以上の微分波形から選られる特徴量、身長、体重、性別等の少なくとも一つから判定ラインを求めても良い。また、上記実施例では少なくとも2つの特徴量から血圧を演算したが、3つ以上の特徴量から血圧を演算しても良い。

【0059】また本実施例では図2及び図3に示したように指先の脈波を検出する構成であったが、耳朶や足の指先から光電脈波を検出する構成や、上腕、手首、頸部、胸部から主要動脈の圧脈波を検出する構成としてもよい。この場合、光電脈波を検出する構成としては、上記実施例で示したような第1の発光部29及び第1の受光部30を検出部位に応じて用いる。また圧脈波を検出する構成としては、例えば圧力センサや加速度センサを使用し、好ましくはフィルム状の可撓性の高分子圧電センサや歪みゲージ等のセンサを検出部位に応じて用いるとよい。

【0060】本発明の実施例1によれば、検出した脈波信号から血圧に関連した特徴量を演算し、演算した特徴量に基づき血圧を演算するため、人体に装着するセンサは脈波センサのみでよく、血圧測定の際の操作の煩雑さがなくなり、長時間の連測定も可能となり、使い勝手が

向上することができるとともに、血圧に関連した特徴量を演算して血圧を測定するため脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0061】また、脈波補正部が脈波信号を脈波間隔で補正するため、脈拍の大小にかかわらず精度よく血圧を演算できる。

【0062】また、波特徴量演算部が脈波信号の各波高、前記各波高の比、脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、脈波の積分値、脈拍数の少なくとも一つを脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0063】また、速度脈波演算部が脈波の1次微分である速度脈波を演算し、速度脈波特徴量演算部が速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記速度脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、前記速度脈波のゼロクロス間隔の少なくとも一つを速度脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が速度脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0064】また、加速度脈波演算部が脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき脈波の2次微分である加速度脈波を演算し、加速度脈波特徴量演算部が加速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記各波相互の時間間隔の少なくとも一つを加速度脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が加速度脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0065】また、血圧演算手段が身体特徴量入力部に入力された身体特徴量に基づき血圧を演算するため、実用性を高めることができる上、精度よく血圧を測定できる。

【0066】また、入力された基準値により脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を補正できるため、例えば加齢や体質変化、運動、体位変化等により使用者の血液循環動態の変化があったり使用者が変わったりしても対応可能で、実用性を高めることができる上、精度よく血圧を測定できる。

【0067】また、血圧演算手段が演算された血圧を記憶する記憶部を有し、記憶された値は血圧演算手段によりいつでも再生できるので、過去からの判定値のトレンド等が判り使い勝手がよい。

【0068】また血圧値演算手段が演算された血圧を表示する表示部を有しているため、リアルタイムの表示や記憶された過去のデータをいつでも表示することができ使い勝手がよい。

【0069】また、演算された血圧が正常範囲を逸脱した場合に警報発生部が警報を発生するため、例えば就寝

中や作業中の身体の異常をチェックでき健康管理に役立つ。

【0070】さらに、血圧値演算手段が外部媒体との通信を行うための通信用端子部を有し、外部媒体との通信を行うため、外部媒体での集中健康管理や必要情報の更新ができ使い勝手を向上することができる。

【0071】(実施例2) 図15は本発明の実施例2の血圧測定装置を示すブロック図、図16、図17は同装置の外観図である。

【0072】本実施例2において、実施例1と異なる点は脈波検出手段8が人体の相異なる部位の脈波を検出する複数の脈波検出部9a~9nを有し、特徴量演算手段11が脈波検出部9a~9nからの脈波信号に基づき脈波伝播時間、脈波伝播速度の少なくとも一つを脈波伝播特徴量として演算する脈波伝播特徴量演算部32を有し、血圧演算手段18が脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つに基づき血圧を演算するとともに、血圧の基準値を教師信号とし、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を学習する点である。図16及び図17は指先と他の部位の2個所の脈波を検出する場合の本体24の外観図である。図16は実施例1の挿入部27を上側にくるようにして見た図で、本実施例では挿入部27の指先を挿入する側とは反対の側に第2の発光部33と第2の受光部34が装着されている。第2の発光部33と第2の受光部34は指先以外の部位での脈波を検出するよう構成され、例えば第1の発光部29及び第1の受光部30と同じ構造を有している。ここでは第1の発光部29及び第1の受光部30が第1の脈波検出部9a'、第2の発光部33と第2の受光部34が第2の脈波検出部9b'となる。尚、第1の発光部29と第2の発光部33とを同一のものとして兼用する構成としてもよい。図17は図16で第1の発光部29及び第1の受光部30が装着してあるのと同じ場所に第2の脈波検出部9b'としての圧力センサ35が装着された実施例である。圧力センサ35は指先以外の部位での脈拍による皮膚表面での圧力変化(圧脈波)や心臓の鼓動による振動を検出するもので、例えばフィルム状の可撓性高分子圧電センサや歪みゲージで構成される。また第2の脈波検出部9b'は心音を検出するマイクで構成してもよい。

【0073】尚、実施例1と同一符号のものは同一構造を有し、説明は省略する。次に動作、作用を説明する。指先を挿入部27の脈波検出部9a'に挿入し、図18のように本体24を指先に装着するとともに、脈波検出部9b'を耳朵、頸部、胸部のいずれか1つの部位に接触させて血圧の測定を開始する。以下は耳朵に接触させた場合として説明を進める。血圧測定の際のフローチャートは図4と同様であるので、ここでは図4を用いてS



T4及びST5での詳細手順について説明する。ST1～ST3で脈波が検出され、必要に応じて脈波が補正されると、ST4で特徴量演算手段11が脈波補正部10からの脈波信号に基づき特徴量を演算する。脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、身体特徴量の演算については第1の実施例で述べた通りである。ここでは図19、図20を用い脈波伝播特徴量演算部32で脈波伝播特徴量としての脈波伝播時間及び脈波伝播速度を演算する手順について説明する。図19(a)、

(b)はそれぞれ指先と耳朶で検出した脈波信号を示したものである。耳朶からの脈波は図16の第2の脈波検出部9b'を耳朶に接触させて検出する。図19より脈波伝播時間はそれぞれの脈波の立ち上がり点S1、S2の時間差Tcとして求められる。また予め身体特徴量入力部17から使用者の身長、体重、性別、年齢等が入力されていれば、入力された身体特徴量に基づき脈波伝播特徴量演算部32で耳朶と指先それぞれの心臓からの血液循環経路の長さが演算され、双方の長さの差でTcを割ることにより脈波伝播速度に相当する特徴量が得られる。

【0074】ST5では予め設定した判定ラインから血圧演算手段18が血圧を演算する。図20は特徴量としてTu0とTcを用いて血圧BPを演算する場合の判定ラインL13、L14を示したものである。ここでL13は最大血圧用、L14は最低血圧用である。Tu0については前述した通りである。Tcは動脈管の抵抗度合いと関連し、Tcが小さいと血圧は高くなる傾向にある。血圧演算部19では図20に基づきTu0とTcから最高血圧BP13、最低血圧BP14が演算される。

【0075】尚、上記実施例では図16に示す本体24を用いて指先と耳朶から光電脈波を検出したが、図17に示す本体24を用いて図18のように第2の脈波検出部9b'を頸部や胸部に接触させることにより、指先からは光電脈波を検出し、頸部や胸部からは圧脈波を検出して、圧脈波と手の指先の脈波から脈波伝播時間や脈波伝播速度を演算してもよい。また脈波に準じるものとしてマイクで心音を検出し、心音と指先の脈波から脈波伝播時間や脈波伝播速度を演算してもよく、双方とも耳朶より心臓に近い位置で圧脈波や心音を検出できるので脈波伝播時間及び脈波伝播速度の演算精度が向上する。

【0076】次にST6では基準値入力部20に血圧の基準値が入力されるとST7で判定ラインの補正が行われる。この場合、実施例1と同様な手順で血圧の基準値を入力し、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を補正するようにしてもよいが、ここではさらに血圧値演算部19が入力された血圧の基準値を教師信号とし、脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を学習することにより

判定ラインの補正が行われる。学習を行う血圧値演算部19の構成手段として、神経回路網を模した学習手法を用いる。今入力データは特徴量演算手段11からの脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つ、出力データは記憶部21及び表示部22への血圧信号であるとし、また望ましい出力(すなわち教師信号)は基準値入力部20からの出力信号であると考ええる。基準値はカフ式の血圧計により測定された血圧の値とする。神経回路網模式手段としては、文献1(PDPモデル、D. E. ラメルハート他2名、甘利俊一監訳、1989年)、文献2(ニューロコンピュータの基礎、p102、中野馨他7名、1990年)、特公昭63-55106などに示されたものがある。

【0077】以下、文献1に記載された最もよく知られた学習アルゴリズムとして誤差逆伝搬法を用いた多層パーセプトロンを例にとり、具体的な神経回路網模式手段の構成及び動作について説明する。

【0078】図21は、神経回路網模式手段の構成単位となる神経素子の概念図である。図21において、401～40Nは神経のシナプス結合を模式する疑似シナプス結合変換器であり、40aは疑似シナプス結合変換器401～40Nからの出力を加算する加算器であり、40bは設定された非線形関数、たとえば、しきい値をhとするシグモイド関数、

【0079】

【数2】

$$f(y, h) = 1 / (1 + \exp(-y + h))$$

【0080】によって加算器40aの出力を非線形変換する非線形変換器である。なお、図面が煩雑になるので省略したが、修正手段からの修正信号を受ける入力線が疑似シナプス結合変換器401～40Nと非線形変換器40bにつながっている。また、疑似シナプス結合変換器401～40Nが神経回路網模式手段の結合重み係数となる。この神経素子には、信号処理モードと学習モードの2つの種類の動作モードがある。

【0081】以下、図21に基づいて神経素子のそれぞれのモードの動作について説明する。まず、信号処理モードの動作の説明をする。神経素子はN個の入力X1～Xnを受けて1つの出力を出す。i番目の入力信号Xiは、四角で示されたi番目の疑似シナプス結合変換器40iにおいてWi・Xiに変換される。疑似シナプス結合変換器401～40Nで変換されたN個の信号W1・X1～Wn・Xnは加算器40aに入り、加算結果yが非線形変換器40bに送られ、最終出力f(y, h)となる。つぎに、学習モードの動作について説明する。学習モードでは、疑似シナプス結合変換器401～40Nと非線形変換器40bの変換パラメータW1～Wnとhを、修正手段からの変換パラメータの修正量ΔW1～Δ

$W_n$ と $\Delta h$ を表す修正信号を受けて、

【0082】

【数3】

$$W_i + \Delta W_i ; i = 1, 2, \dots, N$$

$$h + \Delta h$$

【0083】と修正する。図22は上記神経素子を4つ並列につないで構成した信号変換手段の概念図である。いうまでもなく、以下の説明は、この信号変換手段を構成する神経素子の個数を4個に特定するものではない。図22において、511~544は疑似シナプス結合変換器であり、501~504は、図21で説明した加算器40aと非線形変換器40bをまとめた加算非線形変換器である。図22において、図21と同様に図面が煩雑になるので省略したが、修正手段からの修正信号を受ける入力線が疑似シナプス結合変換器511~544と加算非線形変換器501~504につながっている。疑似シナプス結合変換器511~544も結合重み係数と\*

$$\Delta W_{ij} = \delta_j(X) \cdot S_{jout}(X) \cdot (1 - S_{jout}(X)) \cdot S_{iin}(X)$$

$$(i = 1 \sim N, j = 1 \sim M)$$

【0086】と計算し、修正信号を信号変換手段61に送る。信号変換手段61は、内部の神経素子の交換パラメータを上で説明した学習モードにしたがって修正する。

【0087】図24は、神経回路網模式手段を用いた多層パーセプトロンの構成を示すブロック図であり、71X、71Y、71ZはそれぞれK個、L個、M個の神経素子からなる信号変換手段であり、72X、72Y、72Zは修正手段であり、73は誤差計算手段である。以上のように構成された多層パーセプトロンについて、図24を参照しながらその動作を説明する。信号処理手段70Xにおいて、信号変換手段71Xは、入力 $S_{iin}(X)$  ( $i = 1 \sim N$ )を受け、出力 $S_{jout}(X)$  ( $j = 1 \sim K$ )を出力する。修正手段72Xは、信号 $S_{iin}(X)$ と信号 $S_{jout}(X)$ を受け、誤差信号 $\delta_j(X)$  ( $j = 1 \sim K$ )が入力されるまで待機する。以下同様の処理が、信号処理手段70Y、70Zにおいて行われ、信号変換手段71Zより最終出力 $Shout(Z)$  ( $h = 1 \sim M$ )が出力される。最終出力 $Shout(Z)$ は、誤差計算手段73にも送られる。誤差計算手段73においては、2乗誤差の評価関数COST下記に示す(式5)に基づいて理想的な出力 $T(T_1, \dots, T_M)$ との誤差が計算され、誤差信号 $\delta_h(Z)$ が修正手段72Z ※

$$\delta_j(Y) = \sum_{i=1}^M \delta_i(Z) \cdot S_{jout}(Z) \cdot (1 - S_{jout}(Z)) \cdot w_{ij}(Z)$$

【0093】ここで、 $w_{ij}(Z)$ は信号変換手段71Zの疑似シナプス結合変換器の変換パラメータである。以下、同様の処理が信号処理手段70X、70Yにおいて

\*なる。この信号変換手段の動作については、図21で説明した神経素子の動作が並列してなされるものである。

【0084】図23は、学習アルゴリズムとして誤差逆伝搬法を採用した場合の信号処理手段の構成を示したブロック図で、61は上述の信号変換手段である。ただし、ここではN個の入力を受ける神経素子がM個並列に並べられたものである。62は学習モードにおける信号変換手段61の修正量を算出する修正手段である。以下、図23に基づいて信号処理手段の学習を行う場合の動作について説明する。信号変換手段61はN個の入力 $S_{in}(X)$ を受け、M個の出力 $S_{out}(X)$ を出力する。修正手段62は、入力信号 $S_{in}(X)$ と出力信号 $S_{out}(X)$ とを受け、誤差計算手段または後段の信号変換手段からのM個の誤差信号 $\delta_j(X)$ の入力があるまで待機する。誤差信号 $\delta_j(X)$ が入力され修正量を

【0085】

【数4】

※に送られる。

【0088】

【数5】

$$COST = \mu \cdot \sum_{h=1}^M (T_h - Shout(Z))^2 / 2$$

【0089】ただし、 $\mu$ は多層パーセプトロンの学習速度を定めるパラメータである。つぎに、評価関数を2乗誤差とした場合には誤差信号は、

【0090】

【数6】

$$\delta_h(Z) = -\mu \cdot (Shout(Z) - T_h)$$

【0091】となる。修正手段72Zは、上で説明した手続きにしたがって、信号変換手段71Zの変換パラメータの修正量 $\Delta W(Z)$ を計算し、修正手段72Yに送る誤差信号を(式7)に基づき計算し、修正信号 $\Delta W(Z)$ を信号変換手段71Zに送り、誤差信号 $\delta(Y)$ を修正手段72Yに送る。信号変換手段71Zは、修正信号 $\Delta W(Z)$ に基づいて内部のパラメータを修正する。なお、誤差信号 $\delta(Y)$ は(式7)で与えられる。

【0092】

【数7】

行われる。学習と呼ばれる以上の手続きを繰り返し行うことにより、多層パーセプトロンは入力を与えられると理想出力 $T$ をよく近似する出力を出すようになる。な

お、上記の説明においては、3段の多層パーセプトロンを用いたが、これは何段であってもよい。また、文献1にある信号変換手段のなかの非線形変換手段の変換パラメータ $h$ の修正法についてと慣性項として知られる学習高速化の方法については、説明の簡略化のため省略したが、この省略は本発明を拘束するものではない。

【0094】このように神経回路網模式手段を有した血圧演算部19は、特徴量演算手段11からの脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量等の特徴量信号及び基準値入力部20の出力信号から得られる情報を用いてどのような演算が好ましいかということを簡単なルールで記述することが容易でない場合にも、過去の経験を元に学習によって自然な形で表現することができる。

【0095】言い換えると血圧演算部19は、特徴量演算手段11からの特徴量信号から得られる特徴量情報と基準値入力部20からの血圧の基準値信号との関係を現場で徐々に学習することによって、最終的には基準値の入力による補正なしでも特徴量演算手段11からの特徴量情報に対応した血圧を出力するようになる。さらに同一の使用者でも測定時の体位が変わったり、体型が違う他の使用者が使用したり、運動中に測定した場合、その使用者が新たに基準値入力部20を用いて演算された血圧を訂正すれば、血圧演算部19も学習によりこれに追従するのである。

【0096】ところで学習を行う血圧演算部19の構成手段としては、誤差逆伝搬法でなく追加学習に適した競合パターン分類型のベクトル量子化学学習法などを用いてもよい。また神経回路網を模した学習手法を用いず、適当なルールに基づいたテーブルルックアップ法や人工知能、遺伝的アルゴリズムなどの手法を用いてもよい。

【0097】本発明の実施例2によれば、脈波検出部が人体の相異なる部位の脈波を検出し、脈波伝播特徴量演算部が脈波信号に基づき脈波伝播時間、脈波伝播速度の少なくとも一つを脈波伝播特徴量として演算し、血圧演算手段が脈波伝播特徴量に基づき血圧を演算するため、心電位電極のような装着の煩雑さがなく脈波伝播特徴量を演算することができ使い勝手が向上するとともに、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0098】また、血圧演算手段が脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つに基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できる。

【0099】また、特徴量演算手段からの特徴量信号から得られる特徴量情報と基準値入力部からの血圧の基準値信号との関係を現場で徐々に学習し、最終的には基準値の入力による補正なしでも特徴量演算手段からの特徴量情報に対応した血圧を出力するようになるので、実施

例1よりも血圧測定の精度が格段に向上するといった効果がある。

【0100】また、脈波検出手段が手の指先から脈波を検出する第1の脈波検出部と、第1の脈波検出部と隣接して設置され前記指先以外の部位から脈波を検出する第2の脈波検出部とを有しているため、小型化が図れ携帯に便利である。

【0101】また、第1の脈波検出部と第2の脈波検出部はそれぞれ光電脈波方式で脈波を検出するための発光部と受光部とを有し、双方の発光部は共有されているため、部品の削減ができ実用性が高い。

【0102】また、第2の脈波検出部は脈圧を検出する圧力センサからなり、頸部や胸部から圧脈波を検出し心臓に近い位置で脈波を検出できるので脈波伝播時間及び脈波伝播速度の演算精度を向上することができる。

【0103】さらに、第2の脈波検出部は心音を検出するマイクとしてもよく、心臓の鼓動による振動や心音を検出するので脈波伝播時間及び脈波伝播速度の演算精度を向上することができる。

【0104】尚、実施例1及び2で述べたように演算された各々の特徴量は血圧に関連したものであるとともに、例えばE1は動脈管壁の弾性と関連し、D1は動脈管の口径すなわち動脈管の緊張度合いと関連するといったように、各々の特徴量から血圧以外の人体の血液循環動態の善し悪しを判定することもできる。この場合、単にある時点での各々の特徴量から人体の血液循環動態を判定してもよいが、各々の特徴量の時間的変動に基づいて人体の血液循環動態を判定してもよく、例えば各々の特徴量の時系列データのトレンド、時系列データの周波数分析結果、ゆらぎの程度、カオス性等に基づき人体の血液循環動態を判定してもよい。このようにすれば、各々の特徴量に基づき血圧を演算するとともに、例えば動脈硬化度といったような人体の血液循環動態を判定し、判定結果を血圧と同時に表示することができ、人体の循環系を総合的に評価することができ健康管理等に役立つ。

【0105】

【発明の効果】以上説明したように本発明の請求項1にかかる血圧測定装置は検出した脈波信号から血圧に関連した特徴量を演算し、演算した特徴量に基づき血圧を演算するため、人体に装着するセンサは脈波センサのみでよく、血圧測定の際の操作の煩雑さがなくなり、長時間の連測定も可能となり、使い勝手を向上することができる。また、血圧に関連した特徴量を演算して血圧を測定するため脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0106】また、請求項2にかかる血圧測定装置は脈波補正部が脈波信号を脈波間隔で補正するため、脈拍の大小にかかわらず精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0107】また、請求項3にかかる血圧測定装置は脈波特徴量演算部が脈波信号の各波高、前記各波高の比、脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、脈波の積分値、脈拍数の少なくとも一つを脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0108】また、請求項4にかかる血圧測定装置は速度脈波演算部が脈波の1次微分である速度脈波を演算し、速度脈波特徴量演算部が速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記速度脈波立上り点から前記各波までの時間、前記各波相互の時間間隔、前記速度脈波のゼロクロス間隔の少なくとも一つを速度脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が速度脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0109】また請求項5にかかる血圧測定装置は加速度脈波演算部が脈波検出手段から出力される脈波信号に基づき脈波の2次微分である加速度脈波を演算し、加速度脈波特徴量演算部が加速度脈波信号の各波高、前記各波高の比、前記各波相互の時間間隔の少なくとも一つを加速度脈波特徴量として演算し、血圧演算手段が加速度脈波特徴量に基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0110】また請求項6にかかる血圧測定装置は脈波検出部が人体の相異なる部位の脈波を検出し、脈波伝播特徴量演算部が脈波信号に基づき脈波伝播時間、脈波伝播速度の少なくとも一つを脈波伝播特徴量として演算し、血圧演算手段が脈波伝播特徴量に基づき血圧を演算するため、心電位電極のような装着の煩雑さがなく脈波伝播特徴量を演算することができ使い勝手が向上するとともに、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0111】また請求項7にかかる血圧測定装置は血圧演算手段が身体特徴量入力部に入力された身体特徴量に基づき血圧を演算するため、実用性を高めることができる上、精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0112】また請求項8にかかる血圧測定装置は血圧演算手段が脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つに基づき血圧を演算するため、高血圧や動脈硬化になって脈波形状が変わっても精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0113】また請求項9にかかる血圧測定装置は入力された基準値により脈波特徴量、速度脈波特徴量、加速度脈波特徴量、脈波伝播特徴量、身体特徴量の少なくとも一つと演算する血圧との関係を補正できるため、例えば加齢や体質変化、運動、体位変化等により使用者の血

液循環動態の変化があったり使用者が変わったりしても対応可能で、実用性を高めることができる上、精度よく血圧を測定できるという効果がある。

【0114】また請求項10にかかる血圧測定装置は特徴量演算手段からの特徴量信号から得られる特徴量情報と基準値入力部からの血圧の基準値信号との関係を現場で徐々に学習し、最終的には基準値の入力による補正なしでも特徴量演算手段からの特徴量情報に対応した血圧を出力するようになるので、血圧測定の精度が向上するという効果がある。

【0115】また請求項11にかかる血圧測定装置は脈波検出手段が手の指先、耳朶、足の指先、上腕、手首、頸部、胸部の少なくとも一つの部位に装着可能であり、いずれの部位でも脈波を容易に検出できるので、使い勝手を向上できるという効果がある。

【0116】また請求項12にかかる血圧測定装置は第1の脈波検出部と第2の脈波検出部とが隣接しているため、小型化が図れ携帯に便利であるという効果がある。

【0117】また請求項13にかかる血圧測定装置は双方の発光部が共有されているため、部品の削減ができ実用性が高いという効果がある。

【0118】また請求項14にかかる血圧測定装置は圧力センサより頸部や胸部から圧脈波を検出し心臓に近い位置で脈波を検出できるので脈波伝播時間及び脈波伝播速度の演算精度を向上することができるという効果がある。

【0119】また請求項15にかかる血圧測定装置はマイクにより心臓の鼓動による振動や心音を検出するので脈波伝播時間及び脈波伝播速度の演算精度を向上することができるという効果がある。

【0120】また請求項16にかかる血圧測定装置は記憶された値は血圧演算手段によりいつでも再生できるので、過去からの判定値のトレンド等が判り使い勝手がよいという効果がある。

【0121】また請求項17にかかる血圧測定装置はリアルタイムの表示や記憶された過去のデータをいつでも表示することができ使い勝手がよいという効果がある。

【0122】また請求項18にかかる血圧測定装置は演算された血圧が正常範囲を逸脱した場合に警報発生部が警報を発生するため、例えば就寝中や作業中の身体の異常をチェックでき健康管理に役立つという効果がある。

【0123】さらに請求項19にかかる血圧測定装置は通信用端子部を介して外部媒体との通信を行うため、外部媒体での集中健康管理や必要情報の更新ができ使い勝手を向上することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例1の血圧測定装置のブロック図

【図2】同血圧測定装置の外観図

【図3】同血圧測定装置の人体への装着部位を示した図

【図4】同血圧測定装置の血圧測定手順を示すフローチ

ャート

【図5】(a) 同血圧測定装置における正常後隆波を示す波形特性図

(b) 同速度脈波を示す波形特性図

(c) 同加速度脈波を示す特性図

【図6】(a) 前隆波の脈波を示す波形特性図

(b) 同速度脈波を示す波形特性図

(c) 同加速度脈波を示す波形特性図

【図7】(a) 同血圧測定装置における前隆波の特徴量を求める手順を示す特性図

(b) 同前隆波の特徴量を求める手順を示す特性図

(c) 同前隆波の特徴量を求める手順を示す特性図

【図8】同血圧測定装置における血圧とE1、D1との関係を示す特性図

【図9】同血圧測定装置における血圧とTu、Teとの関係を示す特性図

【図10】同血圧測定装置における血圧とTu、vとの関係を示す特性図

【図11】同血圧測定装置における血圧とRb、Rdとの関係を示す特性図

【図12】同血圧測定装置における血圧とE1、年齢との関係を示す特性図

【図13】同血圧測定装置における血圧とTu、Rdとの関係を示す特性図

【図14】同血圧測定装置における血圧の判定ラインを基準値で補正する手順を示す特性図

【図15】本発明の実施例2における血圧測定装置のブロック図

【図16】同血圧測定装置の外観図

【図17】同血圧測定装置の外観図

【図18】同血圧測定装置の人体への装着部位を示した図

【図19】(a) 同血圧測定装置におけるTcを求める手順を示す特性図

(b) 同Tcを求める手順を示す特性図

【図20】同血圧測定装置における血圧とTu、Tcとの関係を示す特性図

【図21】同血圧測定装置の神経回路網模式手段の構成

単位となる神経素子の概念図

【図22】同血圧測定装置の神経素子を4つ並列につないで構成した信号変換手段の概念図

【図23】同血圧測定装置の学習アルゴリズムとして誤差逆伝搬法を採用した場合の信号処理手段の構成を示すブロック図

【図24】同血圧測定装置の神経回路網模式手段を用いた多層パーセプトロンの構成を示すブロック図

【図25】従来の血圧測定装置のブロック図

10 【図26】同従来の血圧測定装置におけるPTT、Pl、Tb、x、yを求める手順を示す特性図

【符号の説明】

8 脈波検出手段

9 脈波検出部

9a~9n 脈波検出部

9a' 第1の脈波検出部

9b' 第2の脈波検出部

10 脈波補正部

11 特徴量演算手段

20 12 脈波特徴量演算部

13 速度脈波演算部

14 速度脈波特徴量演算部

15 加速度脈波演算部

16 加速度脈波特徴量演算部

17 身体特徴量入力部

18 血圧演算手段

20 基準値入力部

21 記憶部

22 表示部

30 23 警報発生部

29 第1の発光部

30 第1の受光部

31 通信用端子部

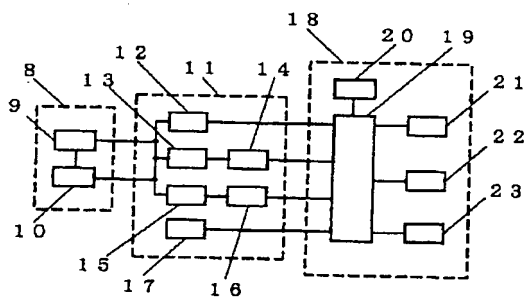
32 脈波伝播特徴量演算部

33 第2の発光部

34 第2の受光部

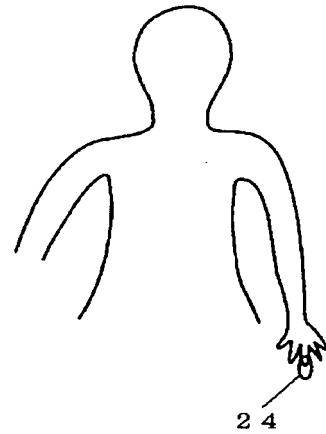
35 圧力センサ

【図1】

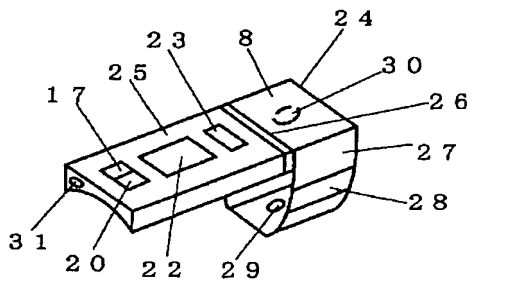


- 8 脈波検出手段
- 9 脈波検出部
- 10 脈波補正部
- 11 特徴量演算手段
- 12 脈波特徴量演算部
- 13 速度脈波演算部
- 14 速度脈波特徴量演算部
- 15 加速度脈波演算部
- 16 加速度脈波特徴量演算部
- 17 身体特徴量入力部
- 18 血圧演算手段
- 19 血圧演算部
- 20 基準値入力部
- 21 記憶部
- 22 表示部
- 23 警報発生部

【図3】

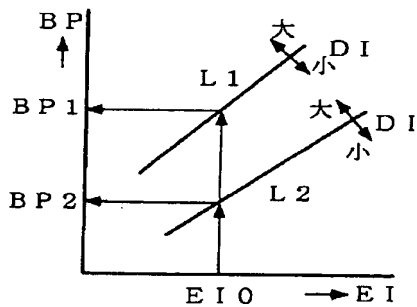


【図2】

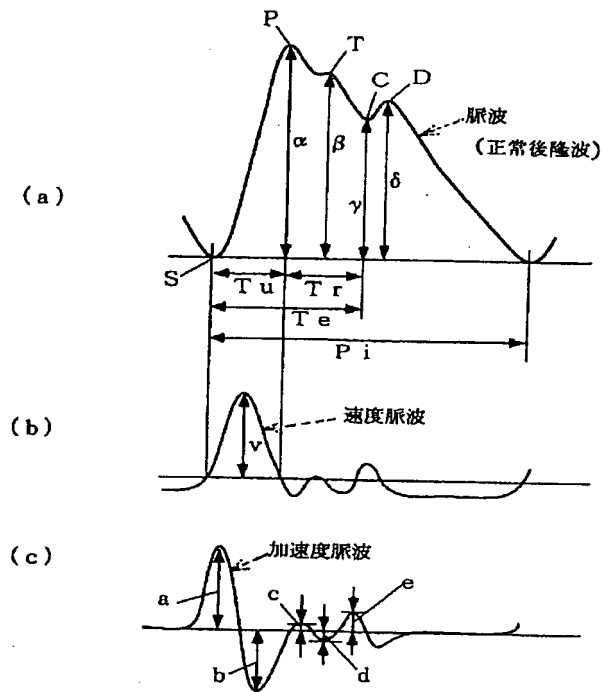


- 24 本体
- 25 信号処理ユニット
- 26 接続部
- 27 挿入部
- 28 伸縮部
- 29 第1の発光部
- 30 第1の受光部
- 31 通信用端子部

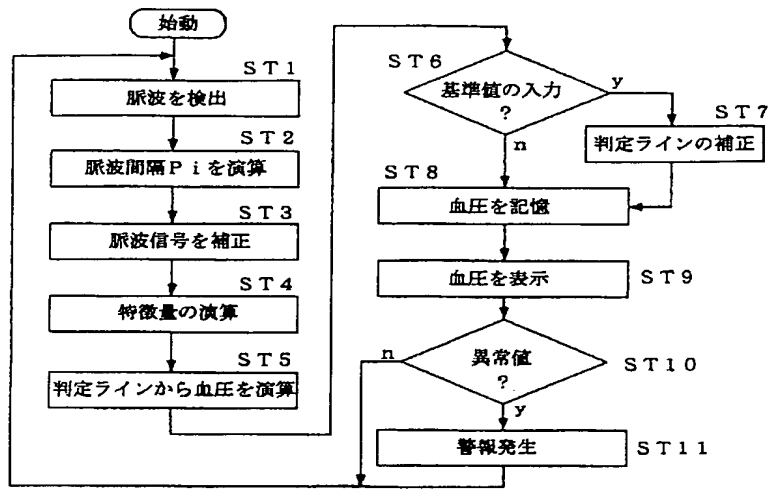
【図8】



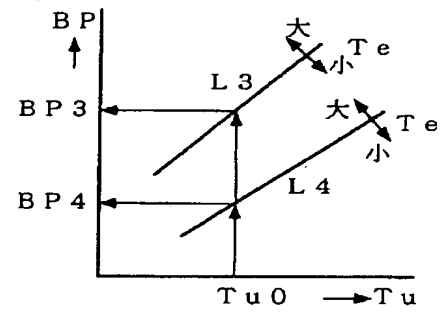
【図5】



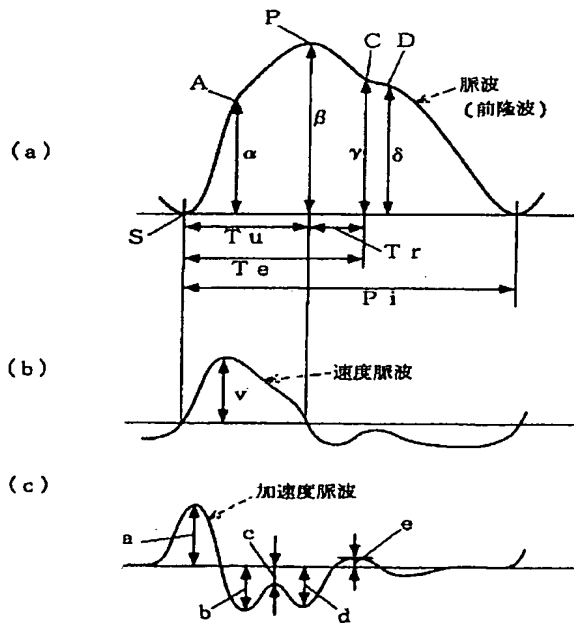
〔図4〕



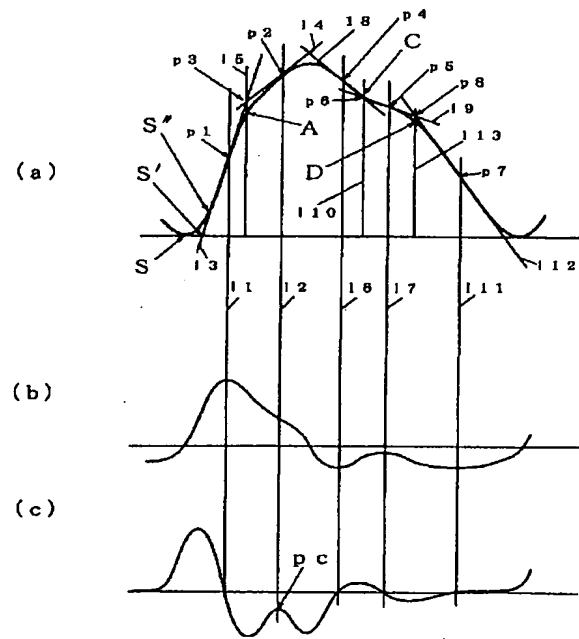
〔図9〕



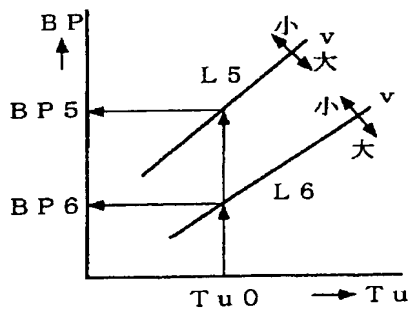
〔図6〕



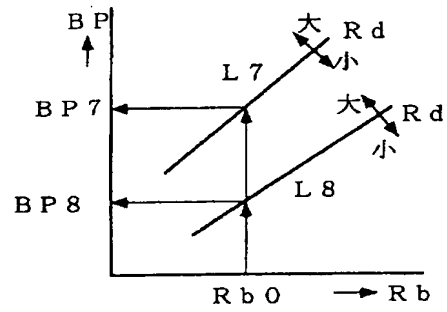
〔図7〕



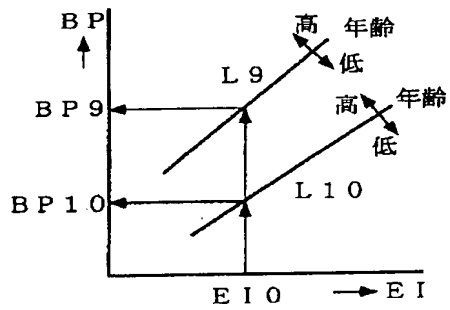
【図10】



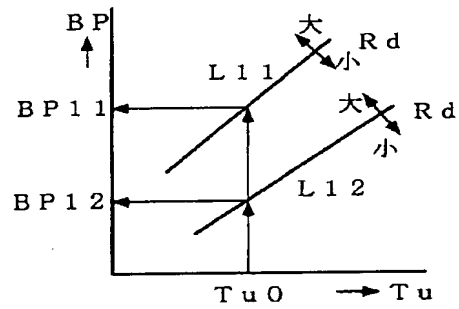
【図11】



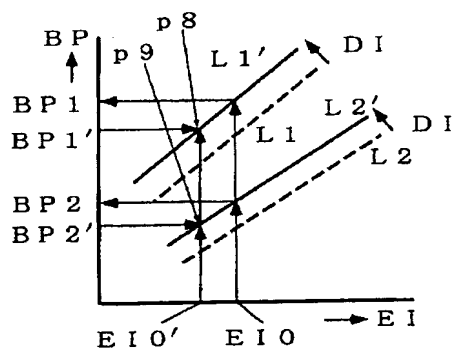
【図12】



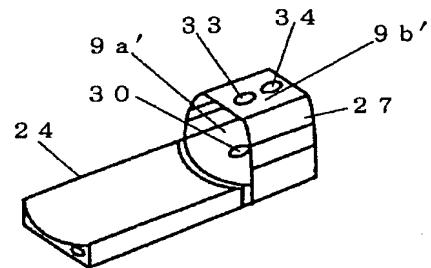
【図13】



【図14】



【図16】



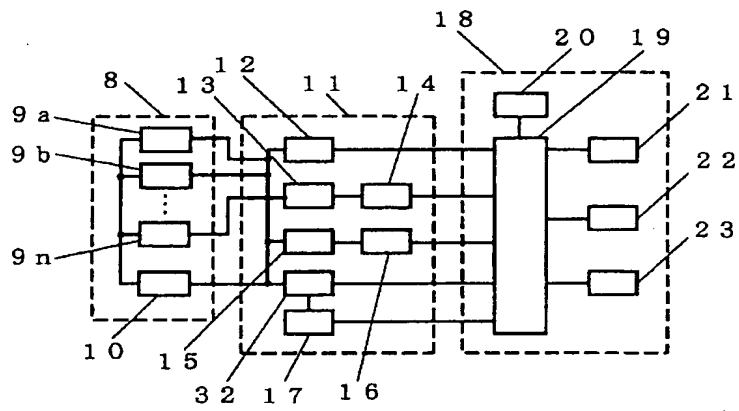
- 9 a' 第1の脈波検出部
- 9 b' 第2の脈波検出部
- 33 第2の発光部
- 34 第2の受光部



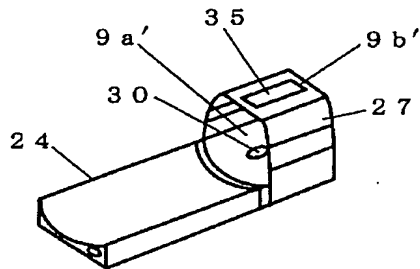
【図15】

9a~9n 脈波検出部

32 脈波伝播特徴量演算部

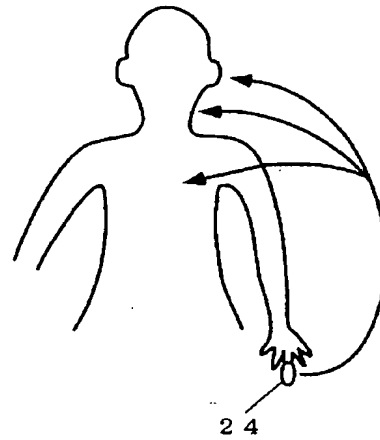


【図17】

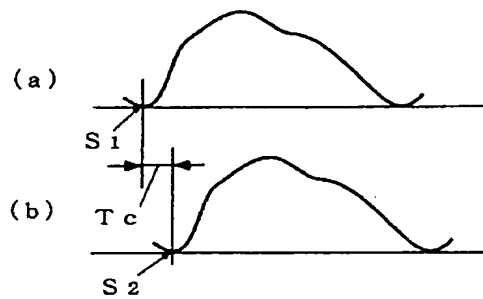


35 圧力センサ

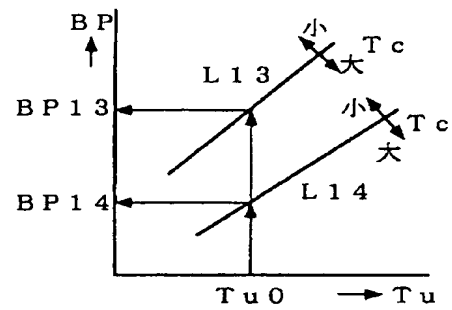
【図18】



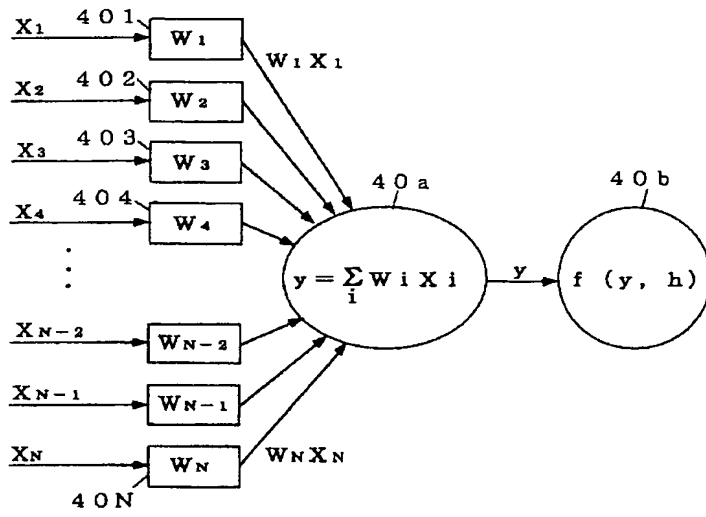
【図19】



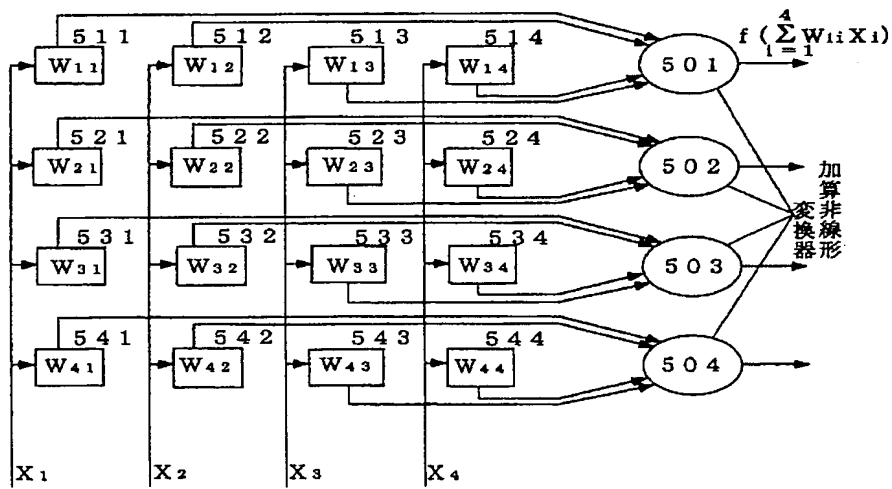
【図20】



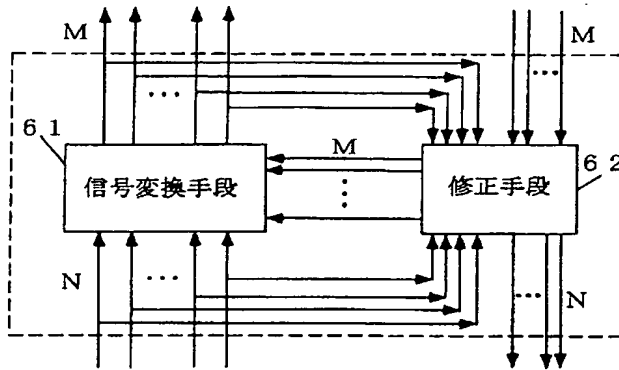
【図21】



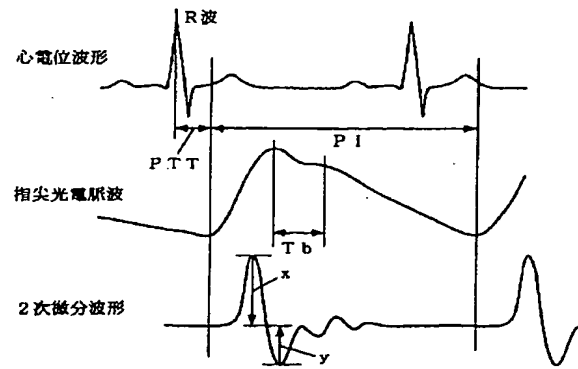
【図22】



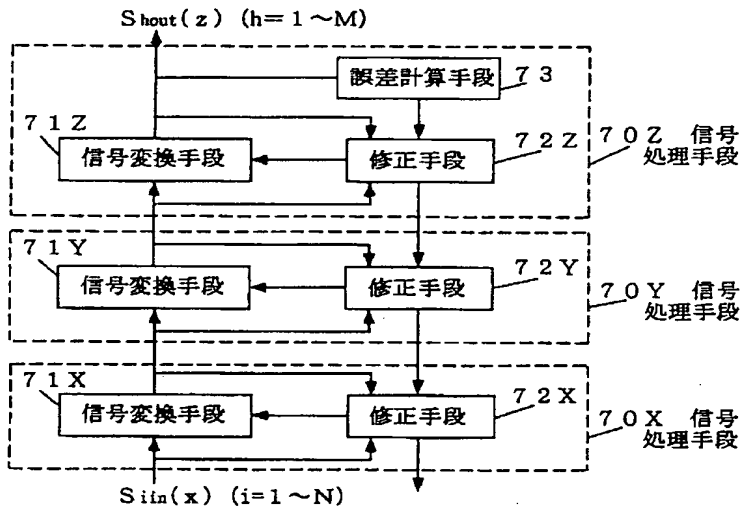
【図23】



【図26】



【図24】



【図25】

